

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-208136
 (43)Date of publication of application : 29.07.1992

(51)Int.CI.

A61B 5/16
 A61B 5/0245
 A61B 5/0452
 A61B 10/00

(21)Application number : 02-340635

(71)Applicant : COMPUTER KONBINIENSU:KK

(22)Date of filing : 30.11.1990

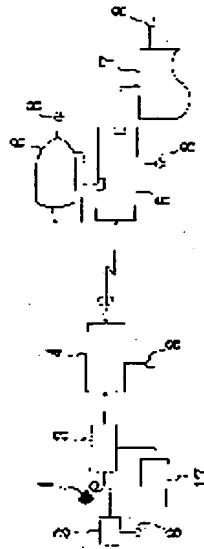
(72)Inventor : TAWARA TAKASHI
 TSUDA ICHIRO
 IWANAGA HIROAKI
 NOFUJI YASUNORI

(54) DIAGNOSTIC METHOD AND DEVICE USING HEART BEATS AND/OR PULSES SAMPLED FROM BODY SURFACE

(57)Abstract:

PURPOSE: To grasp precisely the mental and physical conditions including psychological condition by knowing the metal and physical conditions of a person inspected from numerical values an the like indicating the degree at which the pulse wave and/or heart beat data meets the defining conditions for chaos.

CONSTITUTION: A diagnostic device comprises a pulse wave sensor 1, electrocardiograph 2, operational amplifier 3, A/D converter 4, a small computer 5 as calculating and memory means, a CRT display 7 and printer 7 as indication means, and a power supply 8 for supplying electric power to them. The mental and physical conditions of a person to be inspected are grasped from the reflex image obtained by embedding in a numeral space the pulse wave and/or heart beat data, which was sampled from the surface of the person, and the numerical values to indicate the degree at which the data meets the defining conditions for chaos. This permits precise grasp of the person's mental and physical conditions including psychological.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the
 examiner's decision of rejection or application converted
 registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of
 rejection]

[Date of extinction of right]



⑩ 日本国特許庁 (JP) ⑪ 特許出願公開
 ⑫ 公開特許公報 (A) 平4-208136

⑬ Int. Cl. ⁵ A 61 B 5/16 5/0245 5/0452 10/00	識別記号 X G	府内整理番号 8932-4C 7831-4C 7831-4C 8932-4C 8826-4C	⑭ 公開 平成4年(1992)7月29日 A 61 B 5/02 5/04 3 1 0 Z 3 1 2 U
審査請求 未請求 請求項の数 3 (全18頁)			

⑮ 発明の名称 体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法並びに装置

⑯ 特願 平2-340635
 ⑰ 出願 平2(1990)11月30日

⑱ 発明者 田原 孝	福岡県福岡市南区平和2丁目12-1-507
⑲ 発明者 津田 一郎	福岡県飯塚市大字目尾190-7
⑳ 発明者 岩永 浩明	福岡県福岡市東区箱崎4丁目33-13-106
㉑ 発明者 野藤 泰昇	福岡県北九州市門司区下二十町4番3-401号
㉒ 出願人 株式会社コンピュータ コンビニエンス	福岡県福岡市博多区博多駅前3丁目6番1号 小森ビル
㉓ 代理人 弁理士 松尾 憲一郎	

明細書

1. 発明の名称

体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法並びに装置

2. 特許請求の範囲

1) 被験者の体表面から採取した脈波及び／又は心拍データを数空間に埋めこんで得た写像と、上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値とから被験者の心身の状態を把握することを特徴とする体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法。

2) 被験者の体表面に接着可能な脈波及び／又は心電センサと、上記センサで採取したデータを数空間に埋めこんで写像を算出すると共に、上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出する演算手段と、脈波及び／又は心拍データ及び上記数値を記憶する記憶手段と、上記写

像及び数値を表示する表示手段とを具備することを特徴とする体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断装置。

3) 上記脈波センサを、被験者の指尖部を挿入可能な有底筒状のカバー部と、同カバー部の内面に、上記指尖部の指腹部にそれぞれ当接可能の赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとを配設して、赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとの光軸を指尖部の内部において20°～30°の角度で交差させたフォトセンサとで構成したことを特徴とする請求項2記載の体表面から採取した脈波を用いる診断装置。

3. 発明の詳細な説明

(イ) 産業上の利用分野

本発明は、体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法並びに装置に関するものである。

(口) 従来の技術

従来、エレクトニクス技術の進展により、脳波図や心電図等の電気的な計測結果に基づいて心身の異常等を診断することが行われている。

(ハ) 発明が解決しようとする課題

ところが、現在は、上記脳波図や心電図等を医師が観察して診断を下すことが行われているだけであり、上記の計測データを演算処理して、同データに内包された秩序を見出し、同秩序から何等かの結論を導出して、その結論から診断を導出するということは行われていない。

(二) 課題を解決するための手段

本発明では、被験者の体表面から採取した脈波及び／又は心拍データを数空間に埋めこんで得た写像と、上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値とから被験者の心身の状態を把握することを特徴とする体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法と、被験者の体表面に装着可能な脈波及び／又は心電センサと、

上記センサで採取したデータを数空間に埋めこんで写像を算出すると共に、上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出する演算手段と、脈波及び／又は心拍データ及び上記数値を記憶する記憶手段と、上記写像及び数値を表示する表示手段とを具備することを特徴とする体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断装置とを提供せんとするものである。

また、上記脈波センサを、被験者の指尖部を押入可能の有底筒状のカバー部と、同カバー部の内面に、上記指尖部の指腹部にそれぞれ当接可能な赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとを配設して、赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとの光軸を指尖部の内部において 20° ～ 30° の角度で交差させたフォトセンサとで構成したことにも特徴を有する。

(ホ) 作用・効果

まず、カオスについて説明すると、本発明において、カオスとは秩序ある統合体であるコスモス

- 3 -

- 4 -

と対比して使われる混沌、反秩序とは異なり、上記コスモスをも含みうる統合体を意味するものであり、規則や法則性を有し、数学的、物理学的に明確に定義された概念であり、法則自体が因果律に従っているにもかかわらず、結果の将来の予測が確率では捉えられない不確定になる現象である。

すなわち、決定論的であるにもかかわらず、実際には僅かな誤差が、非線形的な影響下で増幅され予測不可能になる現象であり、決定論的に生成されるランダムネスがカオスである。

したがって、カオスは、予測可能性には基本的限界があることを示すと共に、従来、確率的にしか捉えられないとされていたかなりの現象が、秩序構造体を導出できるという意味で予測可能であることを示している。

また、カオスの長期的挙動を特徴づけるトボロジーをカオスアトラクターといい、カオスを生成したシステムの挙動が収束する数学的構造体である。

かかる観点に立って、体表面から採取した脈波及び心拍データを解析した結果、これらのデータが上記カオスに属するものであり、したがって、脈波及び／又は心拍データが予測可能の現象に属しており、特に指尖部から採取した脈波データを数空間に埋めこんだ写像であるカオスアトラクターと、カオスの定義条件に適合する程度を示すリニアブノフ数とが、被験者の脳内情報処理に密接に関係していることを発見した。

かかる知見に基づいて、体表面から採取した脈波及び／又は心拍データをターケンスプロット法により4次元数空間に埋め込み、これを3次元数空間に投影し、次いで2次元数空間に投影することにより、C R T等の表示手段によって表示することができる。

また、上記データを演算処理して、リアブノフ数を求めるにより、カオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出して診断の資料とすることができる。

このようにして表示されたカオスアトラクター

- 5 -

- 6 -

及びノイズはリップノフ数と、被験者の状態との間には、第8a図～第11b図で示すような対応があることから、被験者の心理的状態を含む心身の状態を正確に把握することができる。

また、指尖部から採取した脈波データが脳内情報処理と密接な関係があるのは、次のような理由によるものと考えられる。

手の指尖部には、血流と自律神経とが集中している。

また、手は第2の脳といわれ、発生学的に見ると、脳の発達と手の発達とが同時進行的に行われるなど、手と脳とは密接な関係を有している。

脳の体性感覚野、運動野に占める手（指尖部）の面積の割合が非常に大きい。

また、被験者の指尖部を挿入可能な有底筒状のカバー部と、同カバー部の内面に、上記指尖部の指腹部にそれぞれ当接可能の赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとを配設して、赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとの光軸を指尖部の内部において $20^\circ \sim 30^\circ$ の角度で交差

させたことにより、カバー部によって外光を遮蔽しながら、赤外線発光ダイオードから投射された赤外線を指尖部の内部で反射させ、これをフォトトランジスタに入射させることにより、指尖部の脈波に正確に対応した波形の電圧を同センサから出力させることができる。

(ヘ) 実施例

本発明の実施例を添付図を参照して説明する。

第1図は、診断装置(A)を示しており、同診断装置は脈波センサ(1)、心電計(2)、オペアンプ(3)、A/D変換器(4)、演算手段及び記憶手段としての小型コンピュータ(5)、表示手段としてのC.R.Tディスプレイ(6)及びプリンタ(7)と、これらに電力を供給する電源(8)とで構成されている。

脈波センサ(1)は、被験者の指尖部に装着して、同指尖部から脈波を採取するためのもので、第2図で示すように、黒色スポンジゴム等の柔軟かつ遮光性を有する素材を有底筒状に形成して、被験

- 7 -

- 8 -

者の指尖部(11)を挿入できるようにしたカバー部(12)と、同カバー部(12)の内面に設けたフォトセンサ(14)とで構成されている。

フォトセンサ(14)は、カバー部(12)の内面に、被験者の指尖部(11)の指腹部(13)に、それぞれ当接可能とした赤外線発光ダイオード(15)とフォトトランジスタ(16)とで構成されており、赤外線発光ダイオード(15)とフォトトランジスタ(16)との光軸(15a)(16a)を指尖部(11)の内部で、 $20^\circ \sim 30^\circ$ の角度で交差させており、赤外線発光ダイオード(15)から投射した波長940nmの赤外線を上記指尖部(11)の内部で反射させ、この反射光をフォトトランジスタ(16)に入射させることにより、被験者の指尖部(11)における脈波を計測し、これを電圧として出力することができる。

なお、赤外線発光ダイオード(15)とフォトトランジスタ(16)との先端部には、それぞれ、凸レンズが接着されている。(17)は安定化電源である。

第3図はフォトセンサ(14)の回路図である。

脈波センサ(1)は上記のように構成されており、

被験者の指尖部(11)に装着するカバー部(12)を、柔軟かつ遮光性を有する素材で有底筒状に形成したことで、指尖部(11)への着脱が容易であり、脈波の計測に外光の影響がなく、フォトセンサ(14)の装着位置を安定させ、正確に脈波の計測を行うことができる。

オペアンプ(3)は、上記フォトセンサ(14)及び心電計(2)の出力電圧をそれぞれ正確に一定の増幅率で増幅して、次のA/D変換器(4)に出力するものである。

A/D変換器(4)は、オペアンプ(3)の出力電圧を12ビットのデジタル信号に変換し、脈波のデータとして、次の小型コンピュータ(5)に出力するものであり、同A/D変換器(4)に小型コンピュータ(5)からの出力要求信号が入力されるたびに、上記デジタル信号を出力するよう正在している。

小型コンピュータ(5)は、次に説明する各種演算機能と、演算の結果等をC.R.Tディスプレイ(6)及びプリンタ(7)に出力する機能と、A/D変

- 9 -

- 10 -

換器(4)から入力した脈波及び／又は心拍データと、上記演算の結果等を記憶する機能とを有している。

まず、小型コンピュータ(5)の全体的な処理手順を第4図を参照して説明する。

小型コンピュータ(5)をスタート(100)させると、まず初期設定(101)が行われ、後述する4次元数空間の視線方向を設定(102)し、脈波及び心拍のデータ処理の各種演算に頻繁に用いられる定数を予め算出して記憶させ(103)、CRTディスプレイ(8)をオープン(104)して、メニューを表示させる(105)。

メニューには、第5図で示すように、A/D変換器(4)からのパワーオンレスポンスを受信して診断装置(A)を使用可能な状態にするパワーオンシーケンス(107)、アトラクター表示ウインドのクリア(108)、アトラクター表示サイズを大きくするズームイン(109)、アトラクター表示サイズを小さくするズームアウト(110)、脈波データをウインド内に収まるようにして表示させるバルス

ウェーブ(111)、データの保存(112)、保存したデータの読み込みと、そのデータのアトラクターの表示(116)、4次元数空間の視線方向変更によるアトラクターの回転(113)（なお、現在までの試行で発見した脈波及び／又は心拍データの構造が把握しやすい角度を3パターン登録し、これらを容易に指定できるようにしている）、200Hzのサンプリング周期で10000点の脈波データを収集して、アトラクターとしてウインド上に描く次データ(114)、診断装置(A)の作動を終了させるEND(115)等がある。

次に、アトラクター表示のための演算について脈波データを例にとって説明する。なお、心拍データの処理も脈波の場合と同様である。

第6図は、上記演算の概要を示しており、脈波データを200Hzのサンプリング周期で12ビットに分解し(120)、この脈波データを4次元数空間に埋めこんでアトラクターを作成する(121)。

4次元数空間のアトラクターを3次元数空間に投影する(122)。

- 11 -

- 12 -

3次元数空間に投影されたアトラクターを2次元数空間に投影し、画面に出力する(123)。
という順序で行われる。

なお、上記演算中に、メニューを呼出して、アトラクターを回転させて任意の方向から見ることができるようにすることと、アトラクターの拡大、縮小及びデータの保存と、保存したデータの読み込みと、そのデータのアトラクターの表示とが可能である。

また、演算速度を高めるために、A/D変換器(4)からの脈波データを整数型とし、上記演算に頻繁に用いられる定数を予め算出して記憶させている。

なお、上記演算において、脈波データを4次元数空間に埋めこむというのは、小型コンピュータ(5)に次々と入力する脈波データのある時点での脈波の数値を第1の軸の数値Xとし、この時点から（例えば一定間隔t=10とすれば）10個目の数値を第2の軸の数値Y、20個目の数値を第3の軸の数値Z、30個目の数値を第4の軸の数

値Wとして、これらの数値で4次元のベクトルを形成させ、このようにして次のベクトルを1個目、11個目、21個目、31個目の数値X、Y、Z、Wで形成し、こうして作成した多数のベクトルで脈波データのアトラクターを4次元数空間内に形成する。

そして、4次元数空間の視方向の単位ベクトル $n = (n_1, n_2, n_3, n_4)$ を第4の軸に一致させるために、次の行列計算を行って、各ベクトル $(X, Y, Z, W), (n_1, n_2, n_3, n_4)$ を $(X', Y', Z', W'), (n_1', n_2', n_3', n_4')$ に変換する。

$$\begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ W' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{n_2}{A} & -\frac{n_1}{A} & 0 & 0 \\ \frac{n_1 + n_3}{AB} & \frac{n_2 + n_3}{AB} & -\frac{A}{B} & 0 \\ \frac{n_1 + n_4}{B} & \frac{n_2 + n_4}{B} & \frac{n_3 + n_4}{B} & -B \\ n_1 & n_2 & n_3 & n_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{pmatrix}$$

- 13 -

- 14 -

ところで、4次元数空間に形成されたアトラクターは、CRTディスプレイ(6)では图形として表示することができないので、次の行列計算を行い3次元数空間への投影点の座標 X'' , Y'' , Z'' を算出する。

$$\begin{pmatrix} X'' \\ Y'' \\ Z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -n_1' / n_4' \\ 0 & 1 & 0 & -n_2' / n_4' \\ 0 & 0 & 1 & -n_3' / n_4' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ W' \end{pmatrix}$$

そして、次式の計算により、上記3次元座標を2次元数空間に投影した座標 X''' , Y''' を算出する。

$$X''' = Y'' \cos \beta - X'' \cos \alpha$$

$$Y''' = Z'' - X'' \tan \beta$$

ただし、 α , β は3次元空間のx,y軸が2次元空間のx,y軸となす角度である。

このようにして得た2次元の座標 X''' , Y''' を表示手段としてのCRTディスプレイ(8)、又はプリンタ(7)に出力して診断の資料にする。

- 15 -

また、点Bにおける次のベクトルB'（単位ベクトル）が点Bにおける軌道の直交位置に見つかるとは限らない。

また、ベクトルB' と B' のなす角が必ずしも小さいとは限らない。

② そこで、各点における最も近似したベクトルを探すのであるが、例えば、前記ベクトルB'を探すとき、単にB'に近いという条件だけで検索すると、点Bの次の点におけるベクトルをとる可能性がある。

③ データ数が有限があるので、点Aがデータの終端付近にあると、次の点（点Aに τ を加えた点）のデータがとれない。

④ データがA/D変換によって12ビットに分解されるが、これも有限の数であるので、別々のデータが同じ値になっている可能性がある。

そこで本発明では、リアブノフ数計算に用いるデータの採用条件を次のように定めている。

すなわち、4次元空間において、上記軌道上に頂点を置き、かつ、ベクトルB'を中心線とした

次に、脈波データがカオスに適合する程度を示す数値であるリアブノフ数を算出する演算について説明する。

なお、現実に被験者の体表面から採取したデータと、既に発表されたリアブノフ数計算法のモデルとして用いられるデータとは、次のように異なるため、上記の計算法を実施することができない。

すなわち、既に発表されたリアブノフ数計算法のモデルとして用いられるデータは、公式（数学モデル）によってカオスのデータを生成させており、連続的な無限のデータをとることができるので、次に述べる各条件を満たしているのに対し、現実に被験者の体表面から採取したデータでは、必ずしも数空間の望む位置にデータをとれるとは限らないし、データ数も有限である。

① 現実に被験者の体表面から採取したデータでは、例えば、前述した脈波から生成した4次元ベクトル軌道のある点AにおけるベクトルA'（単位ベクトル）が、軌道の直交位置に必ずしもあるとは限らない。

- 16 -

頂角が小さい円錐を設定して、この円錐内にあるベクトルを採用するようにした。

上記によって、前記ベクトルB'が非常に小さくて、軌道方向と略同一方向でないかぎり、隣の点のベクトルを取る可能性を回避できる。

また、各ベクトルの軌道に対する角度θは、各データのベクトルを(X, Y, Z, W)、軌道方向のベクトルを(X', Y', Z', W')とする。

$$\cos \theta = \frac{XX' + YY' + ZZ' + WW'}{\sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2 + W^2} \sqrt{X'^2 + Y'^2 + Z'^2 + W'^2}}$$

で算出することができ、これによってベクトルと軌道の直交性をチェックすることができる。

また、各ベクトルの絶対値の上限と下限とを設定して、この範囲内にあるベクトルを採用するようによることによって、前記ベクトルB'が非常に小さくて、軌道方向と略同一方向であっても、隣の点のベクトルを取る可能性を回避することができる。

なお、上記範囲は前記カオスアトラクターを観

- 17 -

- 18 -

察して、最も収束がよい値を設定することができる。

このようにしてとった各ベクトルの伸び率を2を底とした対数に変換し、これの算術平均値を1次のリニアノフ数入力とする。

上記の計算を実行するために、小型コンピュータ(5)内に、第7a図と第7b図で示すプログラム(50)を格納している。

すなわち、リニアノフ数入力の演算をスタートさせると(51)、まず、前記のベクトル軌道の始端近傍に、データの採用条件を判断するための基準となる点Aを設定する(52)。なおこの点Aは計算の進行に伴って先送りされる。

次に、次の点B(τだけ後の点)をとる余裕があるか否かを判断し(53)、余裕がある場合は(53)Y この点Bを次の点として採用し(54)、この点Bで仮のデータを探し(55)、見つかれば(55)Y、次の点から仮のデータを探し(56)、見付からなければ先頭のデータから検索する(57)。

次に、このようにして見つけたデータが前述の

データの採用条件に適合していれば(58)Y、このデータを採用し(59)、なければ(58)N、データ採用条件中のベクトルの大きさの範囲を更新し(60)、この範囲の上限を逸脱していなければ(61)N、ステップ(55)に戻り、逸脱していると(61)Y、基準点Aを次の点Bに移して(62)、ステップ(53)に戻る。

このようにして採用したデータは、前述したベクトルA'がベクトルB'に発展する余裕があるか否かを判断され(63)、余裕があれば(63)Y、ベクトルB'の軌道との直交性をチェックする(64)。

なお、ステップ(63)で余裕がない場合(63)N及びステップ(64)で直交していない場合(64)Nは、ステップ(55)に戻る。

そして、後述のリトライ中であるか否かを判断して(65)、リトライ中であれば(65)Y、前回のベクトルとのなす角を算出して(66)、この角が大きい場合(66)Lは、ステップ(55)に戻り、小さい場合(66)S及び前記ステップ(65)でリトライ中でない場合(65)Nは、ベクトルB'をベクトルA'か

- 19 -

- 20 -

ら発展したベクトルとして確定する(67)。

そして、リトライのために点AとベクトルA'を記憶させておく(68)。

なお、演算の終末に際し、ステップ(53)で次の点をとる余裕がなくなれば(58)N、演算を終了させる(69)。

次に、点Bにおける仮のベクトルB'をさがし(70)、このベクトルB'がデータ採用条件に適合していなければ(71)N、上記条件のベクトルの大きさの範囲を更新し(72)、それでも上限を逸脱していると(74)Y、リトライフラグをセットして(74)、ステップ(55)に戻る。

また、ステップ(73)で上限を逸脱していなければ(74)N、ステップ(70)に戻る。

そして、ステップ(71)でデータ採用条件に適合したベクトルB'があると(71)Y、このベクトルB'が軌道と直交しているか否かを判断し(75)、直交していないければ(75)N、ステップ(70)に戻り、直交していると(75)Y、点Bにおける各ベクトルB'、B'のなす角度を算出し(76)、この角度が

充分に小さいか否か、すなわち、前述の円錐内にB'が入っているか否かを判断し(77)、角度が小さくない場合(77)Nは、ステップ(70)に戻り、小さい場合(77)Yは、点Aから点Bに移動したことによるベクトルA'からベクトルB'への伸び率を、2を底とした対数に変換し(78)、この数値を算術平均して1次のリニアノフ数入力とする(79)。

そして、現在計算している点Bがデータの終端であるか否かを判断し(80)、終端でなければ(80)N、上記の点Bを次回計算の基準点(前記の点Aに相当)に代入し(81)、ベクトルB'を単位ベクトルに変換して次回計算の基準ベクトル(前記のベクトルB'に相当)に代入し(82)、リトライのために点BとベクトルB'を記憶させ(83)、点Bの次の点を算出し(84)、算出された次の点の基準ベクトルから発展したベクトルを算出し(85)、次回計算において用いるベクトルの直交チェック用の座標を更新して(86)、ステップ(70)に戻り、上記の計算を繰返す。

なお、ステップ(80)で点Bがデータの終端であ

- 21 -

- 22 -

ると判断されると(80)Y、演算を終了させる(E)。つまり、ステップ(52)～(68)では、主として、次の点におけるベクトルB'を参照してデータ採用条件に適合する基準点を検索し、ステップ(70)～(77)では同条件に適合する発展したベクトルを検索するようにしており、上記のように、採用するデータの採用条件を設定し、この条件に適合したデータを検索することによって、不適格なデータが計算に算入されることを防止し、しかも、適格なデータを見つからない場合は、その点におけるデータ検索を放棄するのではなく、採用条件のベクトルの大きさの設定範囲を広げて検索して、次善のデータを採用するようにしたことで、高い精度で1次のリアブノフ数入1を算出することができる。

次に、2次のリアブノフ数入2の計算について説明する。

2次のリアブノフ数入2の計算も、基本的には前述した1次のリアブノフ数入1の計算と同じであり、点A1においてデータ採用条件に適合した

ベクトルA2とA3をとって4次元数空間内に三角形A1-A2-A3を形成し、次に、ベクトルA2とA3とが次の点B1までに発展したベクトルB2とB3とで三角形B1-B2-B3を形成し、更に、点B1で新たにとった適格なベクトルB'1とB'2とで三角形B1-B'1-B'2を形成して、三角形B1-B2-B3と三角形B1-B'1-B'2のなす角度が充分に小さいとき、三角形A1-A2-A3から三角形B1-B2-B3への面積の伸び率を算出し、これを2を底とした対数に変換し、この数値を算術平均することによって2次のリアブノフ数入2を算出する。

なお、各三角形のなす角度は、ベクトルB2とB3の合成ベクトルと、ベクトルB'1とB'2の合成ベクトルとがなす角度をもって、上記三角形がなす角度とした。

次に、カオスアトラクター及びリアブノフ数と、被験者の状態との対応について説明する。

第8a図は、ある被験者(日氏・男性・健康)がリラックスしている状態での脈波のカオスアト

- 23 -

- 24 -

ラクターであり、第8b図は同被験者が読書(雑誌)している状態のものである。

上記両図を比較すると、読書のように、脳内情報処理が活発に行われているときは、カオスアトラクターの图形が縮小する傾向があり、右上→左下方向の幅の縮小は僅かであるが、左上→右下方向の幅の縮小が顕著である。

また、カオスアトラクターの右上部分の渦巻状の局所構造がリラックス時に比べて、明らかに密になっている。

第9a図は、別の被験者(日氏・女性・健康)がリラックスしているとき、第9b図は読書(数学のテキスト)、第9c図は読書(マンガの本)しているとき、第9d図はぼんやりと美しい絵を眺めているときの脈波のカオスアトラクターであり、图形の大きさは、リラックスしているときと美しい絵を眺めているときが小さく、読書しているときが大きくなっている。

しかし、数学のテキストを読んでいるときと、マンガの本を読んでいるときとでは、後者の图形

の方が小さく、被験者の興味の有無によって意識集中の程度に差があることがわかる。

上記の2例は、両方とも健康な被験者を対象としたものであり、両方に共通して脳内情報処理が活発になるにしたがって、局所構造が粗→密になり、意識の集中が高くなるにしたがって、图形が縮小することがうかがわれる。

また、图形の大きさの僅かな差異及び細部構造は、個人差が考えられるので、被験者間の比較よりも、同一被験者の状態変化の方がより大きい意味を持っているものと思われる。

また、リアブノフ数をそれぞれ画面の下部に記載しているが、1次のリアブノフ数入1は意識の集中が高くなるにしたがって小さくなり、2次のリアブノフ数入2は脳内情報処理が活発になるにしたがって小さくなってしまい、健康な被験者の場合には、上記のカオスアトラクターから得た結果とよく対応している。

第10a図は神経症の病歴を有するS氏の治療前、第10b図は治療中、第10c図は治療によ

- 25 -

- 26 -

り回復後のリラックス状態におけるカオスアトラクターを示しており、治療前の图形が極端に小さく、回復後は图形が拡大して健康者とほぼ同大となり、また、渦巻状の局所構造が右上方に移動して图形の端部にラップしており、治療前と回復後との違いが明らかである。

なお、上記神経症の治療には森田療法が用いられており、この治療法は、暗黙無音の部屋に患者を一定時間収容し、この間、外界からの刺激を遮断することによって行われるものである。

また、1次のリアブノフ数入1は、治療前が小さく、治療中大きくなり、回復後は治療中より小さいが治療前よりも大きくなっている。

健康者で得た結論に、上記1次のリアブノフ数入1の推移を外挿すれば、意識が過度に集中したために神経症の症状を呈したのではないかとも思われる。

2次のリアブノフ数入2は、治療前と治療中は同一水準を保っているが、回復後は小さくなってしまい、治療前と治療中、脳内情報処理が活発でない

かったものが、回復後は脳内情報処理が活発に行われ出したことを示している。

第11a図は健康者、第11b図は日下不整脈治療中の心疾患患者から、心電計(2)で採取した心拍データからとったカオスアトラクターであり、両方ともリラックス状態のものである。

両者の图形を比較すると、健康者の图形が結び目から四方にのびた手と、2個のループよりなる輪郭が明瞭な略蝶結び形状であるのに対し、心疾患患者のものは、形状が複雑になり、特に、左上方の構造の収束が悪くなっている。

参考までに、健康者の1次のリアブノフ数入1は 2.9 ± 0.1 と小さく、图形の収束とよく対応している。

本実施例では上記のように、脈波センサ(1)と心電計(2)とでそれぞれ採取した被験者の脈波データと心拍データとから、脈波と心拍のカオスアトラクターと、1次、2次のリアブノフ数入1、入2を算出してCRTディスプレイ上に表示することにより、被験者の心理状態を含めた心身の状

- 27 -

- 28 -

態を診断することが可能であり、特に、一見ランダムに見える上記データから、論理的に秩序を抽出し、同秩序に基づいて、心身の状態を示す图形及び数値を表現することから、診断者の違いによる差異のない、極めて客観的な診断を下すことができる。

なお、前述したカオスアトラクターの収束と、1次、2次のリアブノフ数入1、入2とがよく対応していることから、本実施例における1次、2次のリアブノフ数入1、入2の演算法が適正であることを立証している。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る診断装置の構成を示す説明図、第2図は脈波センサの構造を示す断面説明図、第3図はフォトセンサの回路図、第4図は脈波及び心拍データの全体的な処理手順を示す説明図、第5図はメニューの説明図、第6図はアトラクター表示のための演算手順の説明図、第7a図と第7b図とはリアブノフ数を求める演算処理の

フローチャート、第8a図～第10c図は脈波のカオスアトラクター、第11a図及び第11b図は心拍データのカオスアトラクターである。

- (A) : 診断装置
- (1) : 脈波センサ
- (2) : 心電計
- (5) : 小型コンピュータ（演算手段、記憶手段）
- (6) : CRTディスプレイ（表示手段）
- (11) : 指尖部
- (14) : フォトセンサ
- (15) : 赤外線発光ダイオード
- (16) : フォトトランジスタ

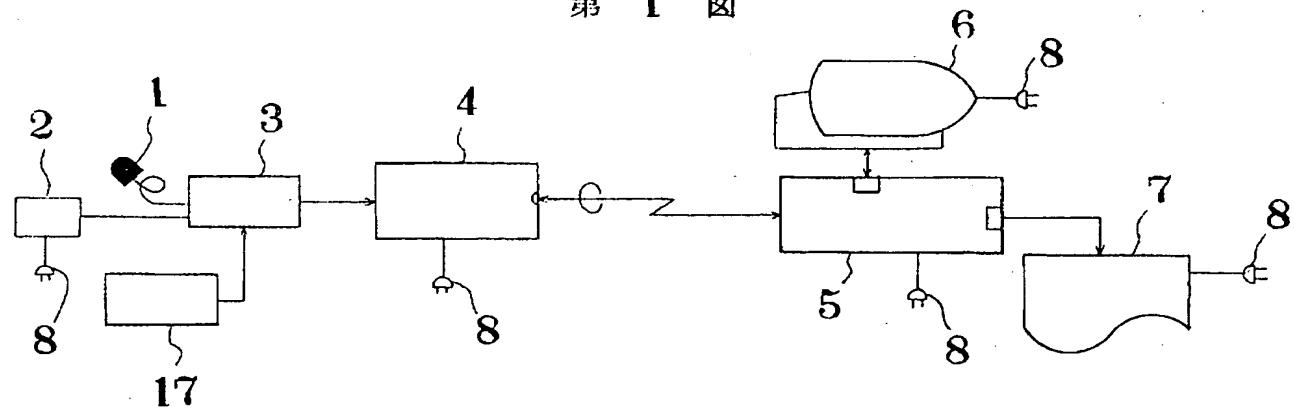
特許出願人 株式会社

コンピュータコンピュニエンス
代理人 松尾 恵一郎

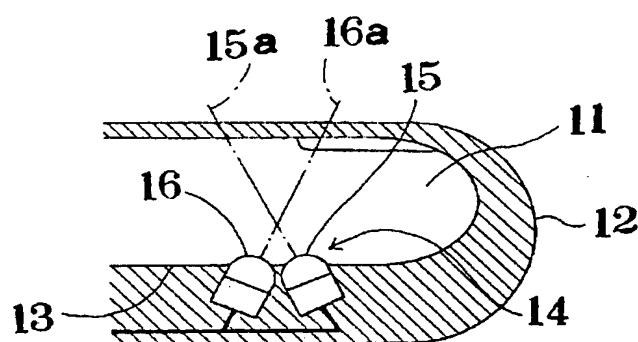
- 29 -

- 30 -

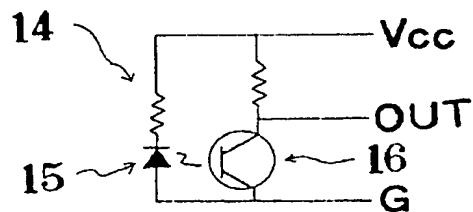
第 1 図



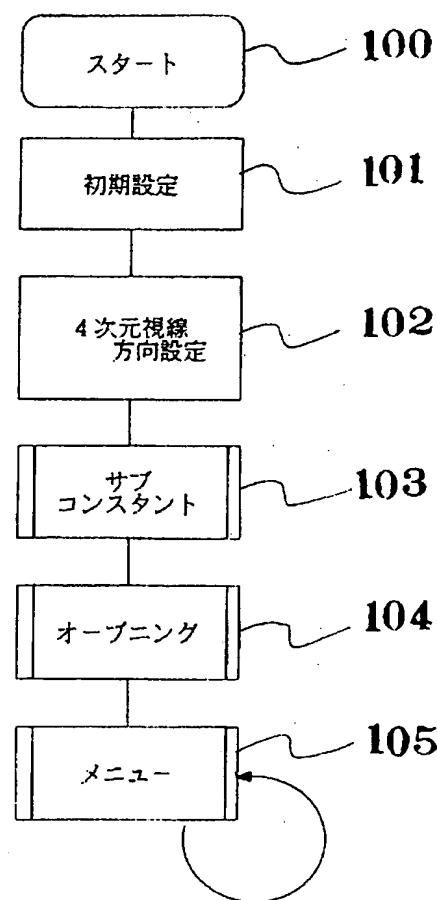
第 2 図



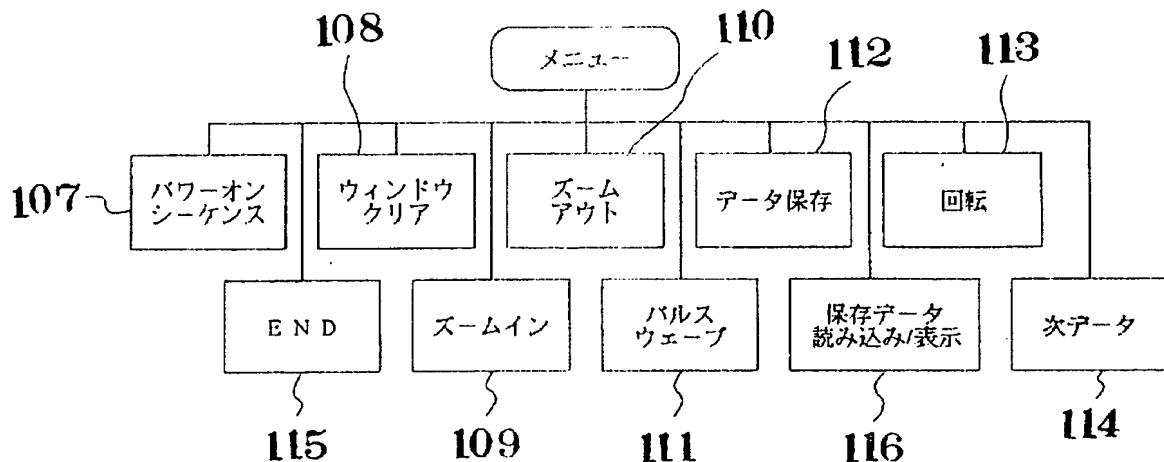
第 3 図



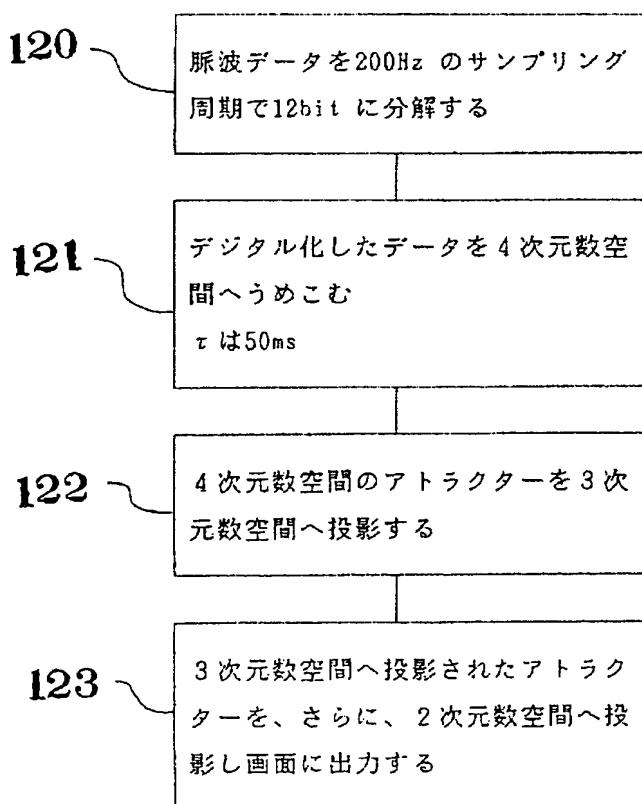
第 4 図



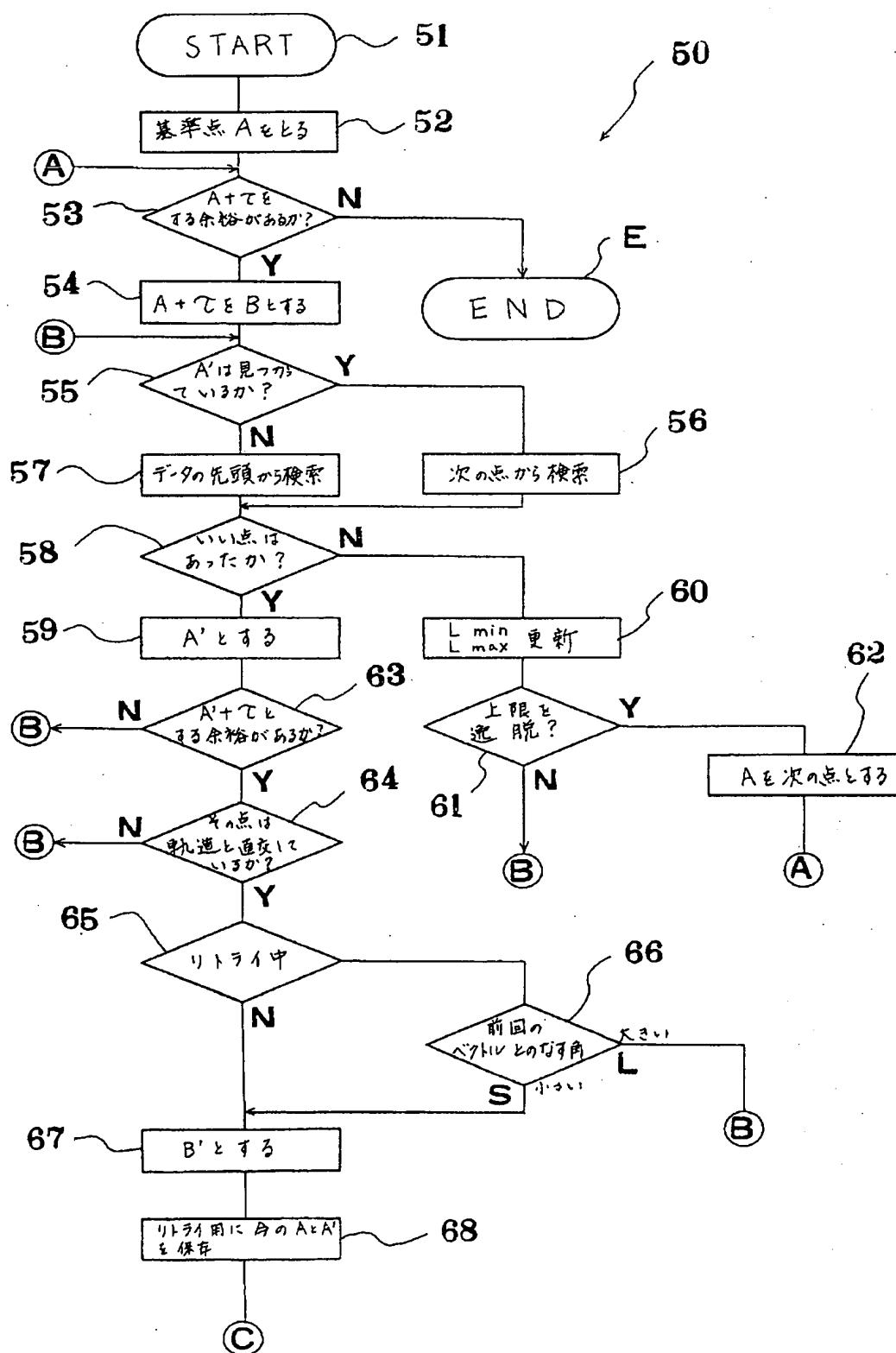
第 5 図



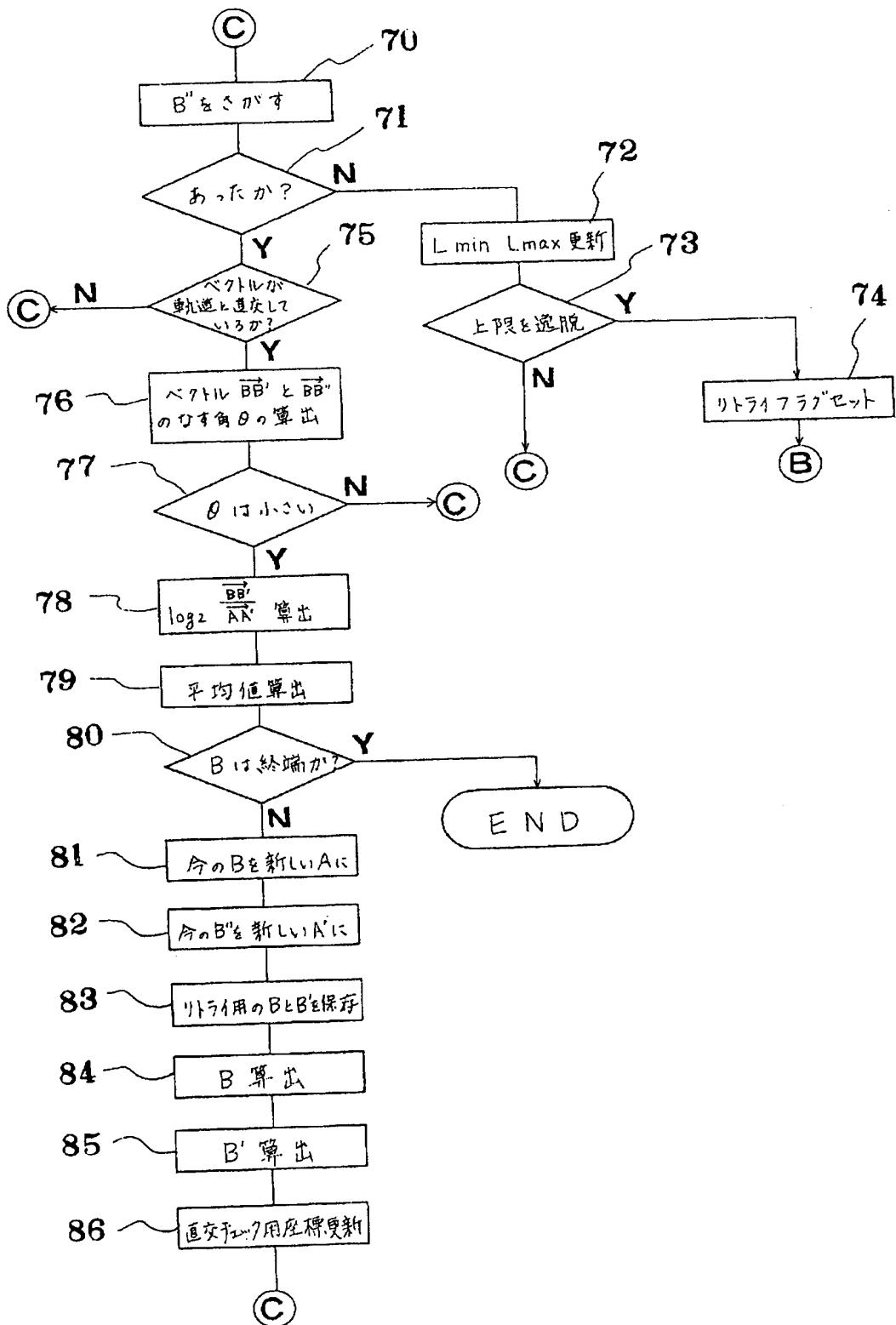
第 6 図



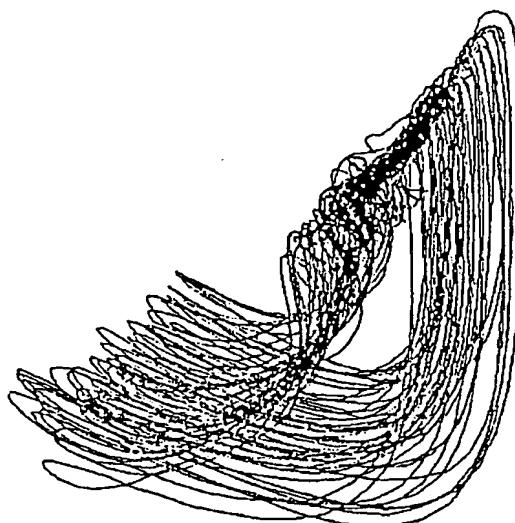
第 7a 図



第 7b 図

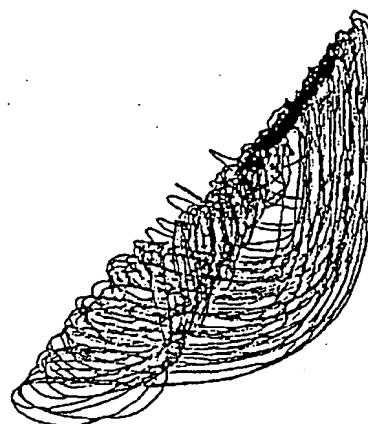


第 8a 図



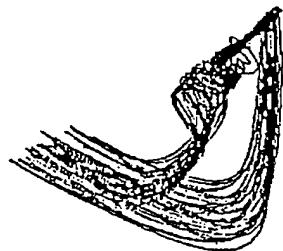
H氏 脈波分析 健康 リラックス $\lambda_1 = 9.5 \pm 0.2$ $\lambda_2 = 2.7 \pm 0.2$

第 8b 図



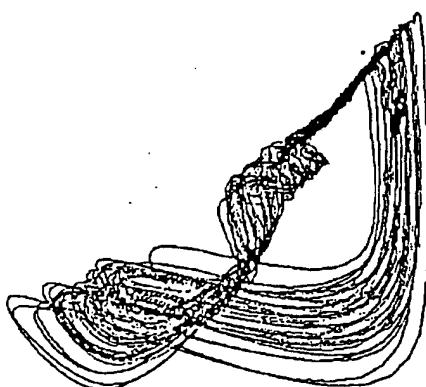
H氏 脈波分析 健康 読書(雑誌) $\lambda_1 = 8.1 \pm 0.1$ $\lambda_2 = 2.3 \pm 0.4$

第 9a 図



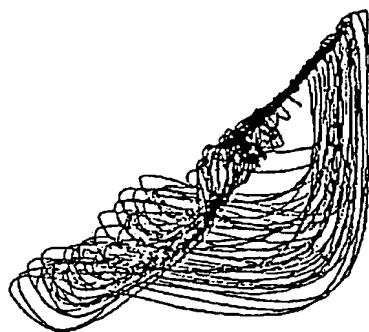
K氏 脉波データ 健康 リラックス $\lambda_1 = 8.6 \pm 0.5$ $\lambda_2 = 4.4 \pm 0.5$

第 9b 図



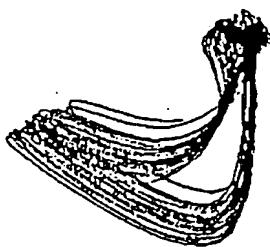
K氏 脈波データ 健康 跳び跳ね (放學の行) $\lambda_1 = 7.3 \pm 0.4$ $\lambda_2 = 4.5 \pm 0.4$

第 9c 図



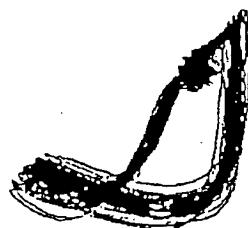
K氏 脈波データ 健康 続巻 (マンガの本) $\lambda_1 = 9.1 \pm 0.2$ $\lambda_2 = 2.9 \pm 0.2$

第 9d 図



K氏 脈波データ 健康 美しい絵を眺めている $\lambda_1 = 10.8 \pm 0.2$ $\lambda_2 = 3.9 \pm 0.3$

第 10a 図



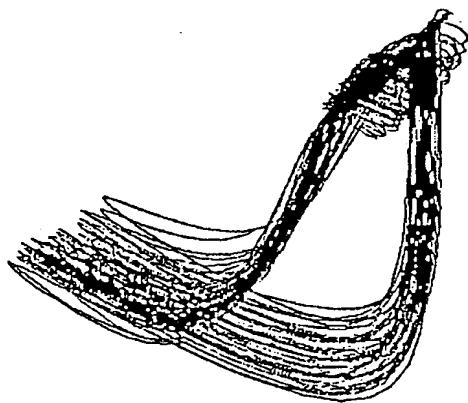
S 氏 脈波テータ 神経症 治療前 (リラクス) $\lambda_1 = 5.8 \pm 0.1$ $\lambda_2 = 4.5 \pm 0.2$

第 10b 図



S 氏 脈波テータ 神経症 治療中 (リラクス) $\lambda_1 = 10.2 \pm 0.2$ $\lambda_2 = 4.5 \pm 0.4$

第 10c 図



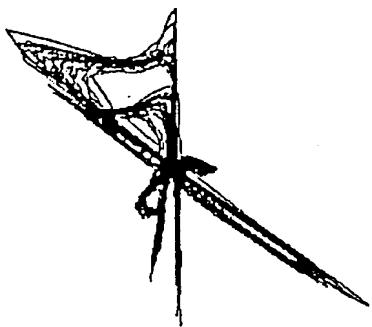
S 氏 脈波データ 神経症 治療により回復後 $\lambda_1 = 6.3 \pm 0.3$ $\lambda_2 = 2.8 \pm 0.3$
(リラックス)

第 11a 図



K 氏 心電計データ 健康 リラックス

第 11b 図



丁氏 心電計行々 心疾患 不整脈治療中 (リラクス)